

**УДК 535.2:535.361;53.043**

*А.Б Саміляк, студент гр. ПБ-72мп*  
НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського»

## **ВПЛИВ ОПТИЧНОГО ПРОСВІТЛЕННЯ НА РОЗСІЯННЯ ШКІРОЮ ЛЮДИНИ ПРИ ЕЛІПСОЇДАЛЬНІЙ ФОТОМЕТРІЇ**

**Анотація** В роботі на основі модельного експерименту розглянуто вплив оптичного просвітлення на зразки шкіри долонь та грудей з м'язовим шаром та без нього у відбитому світлі з використанням методу дзеркальних еліпсоїдів обертання.

**Ключові слова:** просвітлення, фотометрія, біотканина.

### **ВСТУП**

Однією з областей знань, що дуже стрімко розвивається і привертає до себе увагу науковців різних сфер, а особливо тих, хто займається створенням нових медичних технологій є оптика біологічних тканин з використанням лазерних технологій, тому в представленій статті мова піде про дослідження оптичних властивостей шкіри людини під дією просвітлення.[1-2] Використання лазерів сучасній медицині відіграє неабияку роль у розвитку нових технологій, великою перевагою використання такого роду випромінювання є те, що діагностика проводиться без прямого втручання в біологічні тканини і те, що проаналізувавши оптичні показники або процеси після взаємодії лазерного випромінювання з біологічним середовищем, можна зробити досить точний висновок про стан біосистеми, її внутрішньої структури, про процеси, що протікають в біологічні тканині. Світлорозсіяння відіграє велику роль у розвитку діагностичних систем, така як при аналізі світла що пройшло чи відбилось можна багато чого дізнатися про біосередовище. Процес розсіяння значно залежить від розміру складових частин тканин, так що аналіз самого світлорозсіяння є основним джерелом інформації. Проте розсіяння променю, перед тим як він добереться своєї цілі може бути занадто великим і водночас його аналіз може видати неправдиві результати. Тому серйозною проблемою сучасної лазерної медицини продовжує залишатися транспорт зонduючого випромінювання через поверхневі шари біологічної тканини. Складність вирішення даного завдання пов'язана з тим, що просторовий дозвіл і глибина зондування випромінюванням у видимому і ближньому ІЧ спектральних діапазонах сильно обмежені розсіювальною здатністю біотканин. Оскільки основною причиною розсіяння оптичного випромінювання в біотканинах є відмінність показників заломлення структурних компонентів біотканини і внутрішньо тканинної рідини або внутрішньо клітинних органел і клітинної цитоплазми, то стає явним і рішення цієї проблеми, потрібно згладити показники заломлення між шарами біотканини.[3]

Такий же спосіб потрібно використовувати не тільки при діагностиці, але і при терапії. Як відомо, лазерна терапія - це один з видів альтернативної медицини, заснований на застосуванні випромінювання оптичного діапазону, джерелом якого є лазер, особливістю такого світлового потоку є наявність однієї фіксованої довжини хвилі (монохроматичності світло), тобто світло, потрапляючи в біосередовище повинно зберігати свою монохроматичність, для

того щоб проникнути в середину біотканини і привести в дію всій терапевтичний ефект, цього важко досягти через ту ж проблему, що і при діагностиці. Основною причиною розсіювання оптичного випромінювання в клітинних структурах і біотканинах є відмінність показників заломлення між структурними компонентами тканини (колагеновими і еластиновими волокнами) і внутрішньо тканинним середовищем.

Основне завдання на збільшенні точності та інформативності лазерних оптичних приладів зводиться до того, щоб зменшити показник заломлення між тканинами в біологічному середовищі для того, щоб лазерне зондує випромінювання монохромним пучком дістатися до потрібного місця дії, для цього можна використовувати оптичне просвітлення біотканин.

Оптичне просвітлення - це процес, коли в біотканину вводять хімічну рідину, щоб усереднити коефіцієнти заломлення між шарами цієї біологічної тканини. Методика може бути використана при діагностиці або терапії шкіри при різних захворюваннях, тобто вона сприяє полегшенню проведення фотодинамічної терапії та іншим типам світлотерапії. [3, 4]

Щоб оптичне випромінювання тримати під контролем використовується еліпсоїдальна фотометрія, а зокрема метод дзеркальних еліпсоїдів обертання, проаналізувавши теоретичні і дослідницькі дані по взаємозв'язку між оптичними показниками біотканини і відносним просторовим розподілом розсіяного світла[6-8] було вирішено обрати саме цей метод.

В приведеній дослідницькій роботі було запущено ряд експериментів моделювання, для того щоб отримати фотометричні зображення при біометрії еліпсоїдальними рефлекторами для шкіри людини, що була взята з різних частин тіла (долоні, груди). Було проведено ряд досліджень, де промодельовали біологічну тканину без просвітлення та з просвітленням протягом 60 хвилин, це зроблено для того, щоб можна було порівняти отримані результати і зрозуміти закономірність розсіювання світла при просвітленні біотканини з конкретно заданою тривалістю. Використовувалися 5 шарів: роговий шар, епідерміс, дерма, жирова тканина і м'язова тканина. Очевидно, що кожен з наведених шарів має свої індивідуальні оптичні властивості, тому після збору потрібної інформації в програмне забезпечення для моделювання вводяться дані для кожного з шарів.

Показник заломлення ( $n$ ), коефіцієнт поглинання ( $\mu_a$ ), коефіцієнт розсіювання ( $\mu_s$ ), фактор анізотропії розсіювання ( $g$ ) представляють собою оптичні показники біологічного середовища. Товщина шкіри не оптична характеристика, але в даному дослідженні вона теж грає свою важливу роль, як і довжина хвилі, важливі два останніх показники тим, що якщо їх змінити, то в корені зміняться вищезазвані чотири оптичні характеристики, показник заломлення ( $n$ ), коефіцієнт поглинання ( $\mu_a$ ), коефіцієнт розсіювання ( $\mu_s$ ), фактор анізотропії розсіювання ( $g$ ) безпосередньо залежать від товщини наявного зразка шкіри.

Для реалізації дослідження було обрано довжину хвилі 632 нм і використані наступні значення оптичних характеристик для зразків шкіри без

просвітлення: для рогового шару  $n=1.5$ ,  $g=0.8$ ,  $\mu_a=10\text{см}^{-1}$ ,  $\mu_s=100\text{см}^{-1}$ , для епідермісу  $n=1.36$ ,  $g=0.8$ ,  $\mu_a=0.15\text{см}^{-1}$ ,  $\mu_s=45\text{см}^{-1}$ , для дерми  $n=1.39$ ,  $g=0.76$ ,  $\mu_a=0.073\text{см}^{-1}$ ,  $\mu_s=20\text{см}^{-1}$ , для жирової тканини  $n=1.44$ ,  $g=0.8$ ,  $\mu_a=0.068\text{см}^{-1}$ ,  $\mu_s=15\text{см}^{-1}$ , для м'язової тканини  $n=1.9$ ,  $g=0.9$ ,  $\mu_a=2\text{см}^{-1}$ ,  $\mu_s=215\text{см}^{-1}$

Оптичні показники шкіри з просвітленням 60 хвилин відрізняються коефіцієнтом заломлення рогового шару, та коефіцієнтом розсіяння для інших шарів, тож для рогового шару  $n=1.44$ ,  $\mu_s=45\text{см}^{-1}$ , для епідермісу  $\mu_s=4.4\text{см}^{-1}$ , для дерми  $\mu_s=17\text{см}^{-1}$ , для жирової тканини  $\mu_s=15\text{см}^{-1}$ . Всі не названі оптичні показники шкіри мають такі самі значення як і в випадку без просвітлення.

Значення товщини  $d$  для зразків шкіри грудей і долонь для шарів шкіри наступні: роговий шар  $d=0.002\text{см}$  для грудей,  $d=0.039\text{см}$  для долонь, епідерміс  $d=0.00595\text{см}$  і  $d=0.0473\text{см}$ , дерма  $d=0.24\text{см}$  і  $d=0.128\text{см}$ , жирова тканина  $d=0.075\text{см}$  і  $d=0.181\text{см}$  відповідно.

## РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Щоб візуалізувати дослідження було прийнято рішення побудувати фотометричні зображення, що показані на рисунку 1.

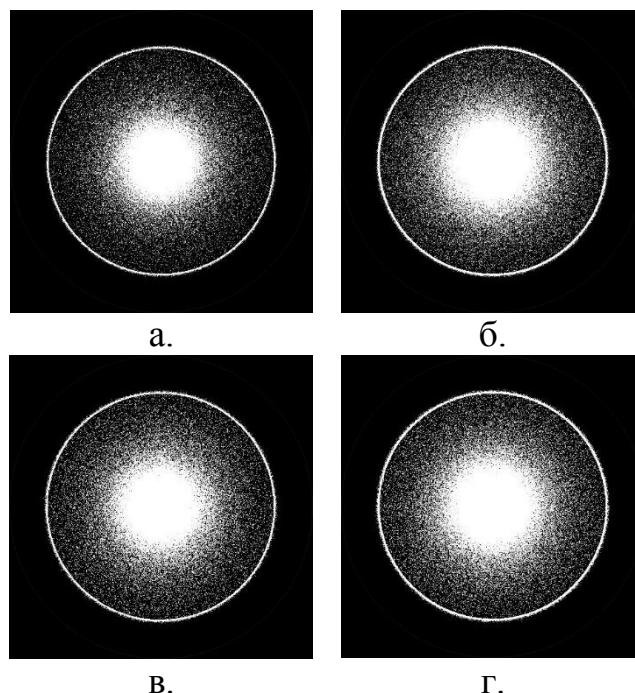


Рисунок 1. Фотометричні зображення при еліпсоїдальній фотометрії для шкіри людини в області долонь при моделюванні для відбитого світла без просвітлення (а),(в) та з просвітленням 60 хвилин (б) і (г) відповідно. Зразки (а) і (б) промодельовані з м'язовим шаром.

З рисунку 1 видно, що просвітлення відіграє свою роль, так як на зразках, де воно відбулося протягом 60 хвилин неозброєним оком видно більшу

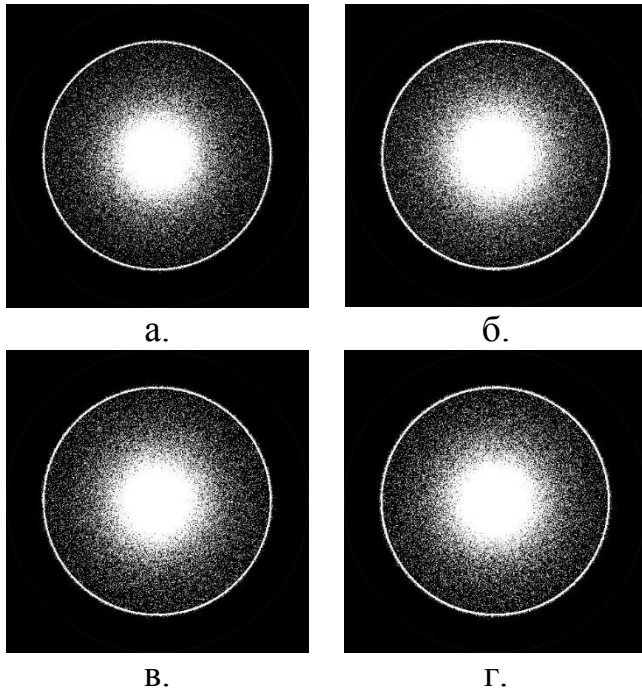


Рисунок 2. Фотометричні зображення при еліпсоїдальній фотометрії для шкіри людини в області грудей при моделюванні для відбитого світла без просвітлення (а), (в) та з просвітленням 60 хвилин (б) і (г) відповідно. Зразки (а) і (б) промодельовані з м'язовим шаром

кількість освітлення в порівнянні з зразками без просвітлення.

Також були отримані подібні зображення для зразків шкіри грудей

З рисунку 2 видно, що закономірність розсіяння світла з просвітленням однакова для зразків шкіри з долонь і грудей, але можна отримати точні дані, якщо дослідити масив отриманих зображень в відповідності з зонним аналізом [5], що і буде зроблено автором статті в подальшому.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.

1. Тучин В.В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике. Монография - М: Физматлит, 2013. - 812 с.
2. Тучина Д.К. Оптика и спектроскопия в биофизике и медицине / Д.К. Тучина, В.Д. Генин, А.Н. Башкатов, Э.А. Генина // Оптика и спектроскопия, 2016, том 120, № 1, с. 3–5.
3. Тучина Д.К. Оптическое просветление тканей кожи ex vivo под действием полиэтиленгликоля / Д.К. Тучина, В.Д. Генин, А.Н. Башкатов, Э.А.Генина, В.В.Тучин // Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, Саратов, – 2016. – №1. – с. 36–45.
4. Генина Э.А. Оптическое просветление кожи под действием глицерина: исследования ex vivo и in vivo / Э.А. Генина, А.Н. Башкатов, Ю.П.Синичкин, В.В. Тучин // Оптика и спектроскопия, - 2010, том 109, № 2, с. 256—263.
5. Безуглый, М.А. Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии / М.А. Безуглый, Н.В. Безуглая, А.Б. Самиляк // Приборы и методы измерений: научно-технический журнал. – 2016. – Т. 7, № 1. – С. 67 - 76.
6. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, I.V. Helich, "Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media", Appl Opt., no. 56 (30), pp. 8520–8526, 2017.
7. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, S. Kostuk, "Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors", Devices and Methods of Measurements. 9(1):56-65, 2018.
8. Bezuglyi, M., N. Bezuglaya, and A. Viruchenko. "On the possibility of ellipsoidal photometry and Monte Carlo simulation to spatial analysis of biological media." Electronics and Nanotechnology (ELNANO), 2017 IEEE 37th International Conference on. IEEE, 2017.